



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106037802 B

(45)授权公告日 2019.02.15

(21)申请号 201610479472.9

(22)申请日 2016.06.27

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 106037802 A

(43)申请公布日 2016.10.26

(73)专利权人 吉林大学
地址 130012 吉林省长春市前进大街2699号
专利权人 中国科学院苏州生物医学工程技术研究所
马洪涛

(72)发明人 李丹 邵维维 马洪涛 崔峭峭
韩志乐

(74)专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

代理人 王宝筠

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

A61B 8/06(2006.01)

A61B 5/0476(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

(56)对比文件

CN 103006334 A,2013.04.03,

CN 105380623 A,2016.03.09,

US 2013184728 A1,2013.07.18,

US 6468219 B1,2002.10.22,

CN 103976709 A,2014.08.13,

US 2010217341 A1,2010.08.26,

审查员 王兆雨

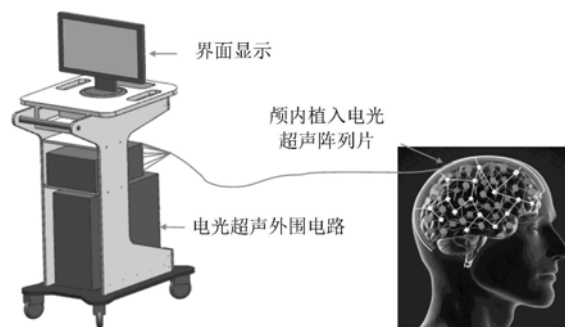
权利要求书2页 说明书9页 附图3页

(54)发明名称

一种脑部病变区域的定位系统

(57)摘要

本申请提供了一种脑部病变区域的定位系统,所述系统包括:可植入式的电光超声阵列片和定位设备;所述电光超声阵列片,包括:电极片、光检测器和超声探头;所述定位设备,用于根据所述电光超声阵列片探测到的神经电信号、表层脑血流的光信号和深度脑血流的超声波信号,识别脑组织结构并定位出脑组织中病变区域。基于同样的技术原理,本申请还提供了一种致痫灶的三维定位系统及方法,本申请提供的技术方案,利用电光超声阵列片探测神经电信号和脑血流信号,利用探测到的信号能够实现对脑部病变区域的三维定位,使得定位结果更精准,能够为后续的医疗诊断提供更精准的数据。



1. 一种脑部病变区域的定位系统,其特征在于,所述系统包括:
定位设备和可植入式的电光超声阵列片;
所述电光超声阵列片,包括:电极片、光检测器和超声探头;
所述电极片,用于探测脑组织中的神经电信号;
所述光检测器,用于探测脑组织中表层脑血流的光信号;
所述超声探头,用于探测脑组织中深度脑血流的超声波信号;
所述定位设备,用于根据所述电光超声阵列片探测到的神经电信号、表层脑血流的光信号和深度脑血流的超声波信号,识别脑组织结构并定位出脑组织中病变区域。
2. 根据权利要求1所述的脑部病变区域的定位系统,其特征在于,所述光检测器包括:
贴片式发光二极管和贴片式光电二极管;
其中,所述贴片式发光二极管,用于发射照明光;
所述贴片式光电二极管,用于接收所述脑组织发射的光信号并将所述光信号转换成电信号。
3. 根据权利要求2所述的脑部病变区域的定位系统,其特征在于,所述贴片式光电二极管具体是发光二极管或激光二极管。
4. 根据权利要求1所述的脑部病变区域的定位系统,其特征在于,所述系统还包括:
信号处理器,用于与所述电光超声阵列片连接,对所述电光超声阵列片探测到的信号进行放大、滤波以及模数转换处理。
5. 根据权利要求4所述的脑部病变区域的定位系统,其特征在于,所述信号处理器包括:
电信号处理器、光信号处理器和超声信号处理器;
所述电信号处理器,用于对所述电极片探测的信号进行放大、滤波、及模数转换处理;
所述光信号处理器,用于对所述光检测器探测的信号进行放大、滤波及模数转换处理;
所述超声信号处理器,用于对所述超声探头探测的信号进行放大、滤波及模数转换处理。
6. 根据权利要求1所述的脑部病变区域的定位系统,其特征在于,所述系统还包括:
电极片驱动接收电路,与所述电极片连接,用于驱动所述电极片工作,并将所述电极片探测的信号传输至所述定位设备;
光探测器收发电路,与所述光检测器连接,用于驱动所述光检测器工作,并将所述光检测器探测的信号传输至所述定位设备;
超声发射接收电路,与所述超声探头连接,用于驱动所述超声探头工,并将所述超声探头探测的信号传输至所述定位设备。
7. 根据权利要求1所述的脑部病变区域的定位系统,其特征在于,
所述电光超声阵列片中所述光检测器按照间隔5mm的距离进行排列,所述超声探头按照间隔5mm的距离进行排列。
8. 根据权利要求1所述的脑部病变区域的定位系统,其特征在于,
所述超声探头采用微型超声探头,可调节频率范围为8至60MHz。
9. 一种致痫灶的三维定位系统,其特征在于,所述系统包括:
电光超声信号外围电路、定位设备和可植入式的电光超声阵列片;

所述电光超声阵列片,包括:电极片、光检测器和超声探头;

所述电极片,用于探测脑组织中的神经电信号;

所述光检测器,用于探测脑组织中表层脑血流的光信号;

所述超声探头,用于探测脑组织中深度脑血流的超声波信号;

所述电光超声信号外围电路,与所述电光超声阵列片连接,用于驱动所述电光超声阵列片进行工作,并将所述电光超声阵列片探测到的信号传输至所述定位设备;

所述定位设备,用于所述电极片探测的信号确定癫痫发放的时程,根据所述癫痫发放时程对所述光检测器探测的信号和所述超声探头探测的信号进行耦合,以确定致痫灶的三维空间位置。

10. 根据权利要求9所述的致痫灶的三维定位系统,其特征在于,所述光检测器包括:

贴片式发光二极管和贴片式光电二极管;

其中,所述贴片式发光二极管,用于发射照明光;

所述贴片式光电二极管,用于接收所述脑组织发射的光信号并将所述光信号转换成电信号。

11. 根据权利要求9所述的致痫灶的三维定位系统,其特征在于,

所述电光超声阵列片中所述光检测器按照间隔5mm的距离进行排列,所述超声探头按照间隔5mm的距离进行排列。

一种脑部病变区域的定位系统

技术领域

[0001] 本申请涉及医学技术领域,特别是涉及一种脑部病变区域的定位系统、更进一步地,涉及到一种致痫灶的三维定位系统以及方法。

背景技术

[0002] 脑部疾病是指颅内组织器官的炎症、血管病、肿瘤、变性、畸形、遗传病等的总称,其常表现意识、感觉、运动等障碍或植物精神功能障碍等症状,目前脑部疾病已经成为人类或动物的常见疾病,严重影响患者的正常生活和学习,多数脑部疾病严重时直接危及生命。因此,关于脑部疾病的研究已经成为整个医学界的研究重点。

[0003] 脑部疾病中大部分疾病都能够引起神经电、血管流动力学变化,涉及到神经血管偶联机制,比如:脑肿瘤、癫痫病、帕金森等大脑功能障碍性疾病。

[0004] 针对这些脑部疾病的治疗,必须先要确定出脑部具体病变区,然后,医生才能够针对该病变区进行针对性的治疗。因此,如何观测脑部病变情况已经成为脑部疾病治疗的重中之重。

发明内容

[0005] 为了解决上述技术问题,本申请提供了一种脑部病变区域的定位系统,用于实现对脑部病变区域的三维定位,使得定位结果更精准,能够为后续的医疗诊断提供更精准的数据。

[0006] 另一方面,本申请针对癫痫病的致痫灶的三维定位问题,提供了一种致痫灶的三维定位系统,该系统能够实现对致痫灶的进行三维定位,从而使得定位结果更准确,更直观,能够为后续的医疗诊断提供更精准的数据。

[0007] 基于致痫灶的三维定位系统,本申请还提供了一种致痫灶的三维定位方法。

[0008] 在本申请第一方面提供了一种脑部病变区域的定位系统,所述系统包括:

[0009] 可植入式的电光超声阵列片和定位设备;

[0010] 所述电光超声阵列片,包括:电极片、光检测器和超声探头;

[0011] 所述电极片,用于探测脑组织中的神经电信号;

[0012] 所述光检测器,用于探测脑组织中表层脑血流的光信号;

[0013] 所述超声探头,用于探测脑组织中深度脑血流的超声波信号;

[0014] 所述定位设备,用于根据所述电光超声阵列片探测到的神经电信号、表层脑血流的光信号和深度脑血流的超声波信号,识别脑组织结构并定位出脑组织中病变区域。

[0015] 可选的,所述光检测器包括:

[0016] 贴片式发光二极管和贴片式光电二极管;

[0017] 其中,所述贴片式发光二极管,用于发射照明光;

[0018] 所述贴片式光电二极管,用于接收所述脑组织发射的光信号并将所述光信号转换成电信号。

- [0019] 可选的,所述贴片式光电二极管具体是发光二极管或激光二极管。
- [0020] 可选的,所述系统还包括:
- [0021] 信号处理器,用于与所述电光超声阵列片连接,对所述电光超声阵列片探测到的信号进行放大、滤波以及模数转换处理。
- [0022] 可选的,所述信号处理器包括:
- [0023] 电信号处理器、光信号处理器和超声信号处理器;
- [0024] 所述电信号处理器,用于对所述电极片探测的信号进行放大、滤波、及模数转换处理;
- [0025] 所述光信号处理器,用于对所述光探测器探测的信号进行放大、滤波及模数转换处理;
- [0026] 所述超声信号处理器,用于对所述超声探头探测的信号进行放大、滤波及模数转换处理。
- [0027] 可选的,所述系统还包括:
- [0028] 电极片驱动接收电路,与所述电极片连接,用于驱动所述电极片工作,并将所述电极片探测的信号传输至所述定位设备;
- [0029] 光探测器收发电路,与所述光探测器连接,用于驱动所述光探测器工作,并将所述光探测器探测的信号传输至所述定位设备;
- [0030] 超声发射接收电路,与所述超声探头连接,用于驱动所述超声探头工,并将所述超声探头探测的信号传输至所述定位设备。
- [0031] 可选的,所述电光超声阵列片中所述光探测器按照间隔5mm的距离进行排列,所述超声探头按照间隔5mm的距离进行排列。
- [0032] 可选的,所述超声探头采用微型超声探头,可调节频率范围为8至60MHz。
- [0033] 在本申请第二方面提供了一种致痫灶的三维定位系统,所述系统包括:
- [0034] 可植入式的电光超声阵列片、电光超声信号外围电路和定位设备;
- [0035] 所述电光超声阵列片,包括:电极片、光探测器和超声探头;
- [0036] 所述电极片,用于探测脑组织中的神经电信号;
- [0037] 所述光探测器,用于探测脑组织中表层脑血流的光信号;
- [0038] 所述超声探头,用于探测脑组织中深度脑血流的超声波信号;
- [0039] 所述电光超声信号外围电路,与所述电光超声阵列片连接,用于驱动所述电光超声阵列片进行工作,并将所述电光超声阵列片探测到的信号传输至所述定位设备;
- [0040] 所述定位设备,用于所述电极片探测的信号确定癫痫发放的时程,根据所述癫痫发放时程对所述光探测器探测的信号和所述超声探头探测的信号进行耦合,以确定致痫灶的三维空间位置。
- [0041] 可选的,所述光探测器包括:
- [0042] 贴片式发光二极管和贴片式光电二极管;
- [0043] 其中,所述贴片式发光二极管,用于发射照明光;
- [0044] 所述贴片式光电二极管,用于接收所述脑组织发射的光信号并将所述光信号转换成电信号。
- [0045] 可选的,所述电光超声阵列片中所述光探测器按照间隔5mm的距离进行排列,所述

超声探头按照间隔5mm的距离进行排列。

[0046] 在本申请第三方面提供了一种致痫灶的三维定位方法,所述方法包括:

[0047] 监测患者在癫痫状态下的神经电信号和脑血流信号;所述脑血流信号包括:表层脑血流信号和深度脑血流信号;

[0048] 根据监测到的神经电信号确定癫痫发放的时程,基于癫痫发放的时程对所述脑血流光信号和脑血流超声信号进行耦合,确定致痫灶的三维位置。

[0049] 可选的,所述监测患者在癫痫状态下脑电信号和脑血流信号,包括:

[0050] 通过可植入式电光超声阵列片监测患者在癫痫状态下神经电信号和脑血流信号;

[0051] 其中,所述电光超声阵列片,包括:电极片、光检测器和超声探头;

[0052] 所述电极片,用于探测脑组织中的神经电信号;

[0053] 所述光检测器,用于探测脑组织中表层脑血流的光信号;

[0054] 所述超声探头,用于探测脑组织中深度脑血流的超声波信号。

[0055] 与现有技术相比,本申请提供的技术方案具有如下优点:

[0056] 本申请第一方面提供的一种脑部病变区域的定位系统,包括:植入式电光超声阵列片,和定位设备;利用植入式的电光超声阵列片能够对脑部神经电活动、血流动力学变化进行监控,既能够监控到脑电信号,又能够监控到精确的脑血流信号,再利用定位设备对植入式的电光超声阵列片监控到的脑电信号和脑血流信号进行分析处理,对脑部疾病病变区进行探测和定位,就能够定位出脑部疾病病变区的三维位置。

[0057] 本申请第二方面提供的一种致痫灶的三维定位系统,该系统中植入式电光超声阵列片在应用中是植入在脑皮层表层中,与皮层之间没有相对位移,因此,对患者的躯体运动噪声不敏感,能很好地适应于癫痫患者癫痫发作期,对癫痫患者进行实时监测。由于癫痫发作过程中,电位一定会发生异常,因此,该定位设备通过神经电信号确定电位发生异常的时程,就能够确定癫痫发作时程,再对光信号和超声信号进行处理,光信号表征的是脑表层的血流变化,超声信号表征的是脑深部的血流变化,通过对这两个信号进行耦合,检测出有信号幅值变化的位置,就能够准确地确定出致痫灶的空间位置以及癫痫的传播途径。

[0058] 另外,本申请第三方面提供的一种致痫灶的三维定位方法,该方法利用神经电信号确定癫痫发放的时程,通过脑电信号记录的时程信息来确定光信号所记录的癫痫发放的血液动力学变化的波形;通过光信号和超声信号之间的相关性分析,来确定超声所记录的致痫灶的空间和传播途径。通过电信号、光信号、超声信号这三组信号,能够精确地定位出致痫灶的三维位置,能够反映出致痫灶的空间位置和癫痫的传播途径。

附图说明

[0059] 为了更清楚地说明本申请实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本申请的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动性的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0060] 图1是本申请提供的一种脑部病变区域的定位系统实施例1的结构图;

[0061] 图2是本申请提供的植入式电光超声阵列片的结构图;

[0062] 图3是本申请提供的一种脑部病变区域的定位系统实施例2的结构图;

- [0063] 图4是本申请提供的一种致痫灶的三维定位系统的结构图；
- [0064] 图5是本申请提供的一种致痫灶的三维定位方法的流程图；
- [0065] 图6是本申请提供的一种致痫灶的三维定位系统应用场景示意图。

具体实施方式

[0066] 本申请的目的在于提供了一种脑部病变区域的定位系统,用于实现对脑部病变区域的三维定位,使得定位结果更精准,能够为后续的医疗诊断提供更精准的数据。

[0067] 本申请发明人研究发现,脑部的疾病发作时,神经活动会伴随着血流活动一起剧烈发作,例如,剧烈的神经活动导致致痫灶出的血流速度上升,血容量上升。因此,发明人研究出利用神经活动和血流动力变化监测出脑部病变的发作及传播情况。

[0068] 本申请提供的一种脑部病变区域的定位系统、一种致痫灶的三维定位系统以及方法,其基本原理是基于神经血管偶联机制,提出了通过神经电变化和脑血流变化来监测脑部病变的技术思路,在该技术思路下,进一步提出了,通过可植入式的电光超声阵列片来监控患者脑部的神经电变化和脑血流变化,利用定位设备通过对神经电信号和脑血流信号进行处理,以确定出脑部病变区域的三维位置。

[0069] 为使得本申请的发明目的、特征、优点能够更加的明显和易懂,下面将结合本申请实施例中的附图,对本申请实施例中的技术方案进行描述,显然,所描述的实施例仅仅是本申请一部分实施例,而非全部实施例。基于本申请中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本申请保护的范围。

[0070] 请参阅图1,图1是本申请提供的一种脑部病变区域的定位系统的结构图,如图1所示,该系统100包括:可植入式的电光超声阵列片101和定位设备102;

[0071] 所述电光超声阵列片101,包括:电极片1011、光检测器1012和超声探头1013;

[0072] 所述电极片1011,用于探测脑组织中的神经电信号;

[0073] 所述光检测器1012,用于探测脑组织中表层脑血流的光信号;

[0074] 所述超声探头1013,用于探测脑组织中深度脑血流的超声波信号;

[0075] 另外,本申请针对电光超声阵列片101还提出了具体的排列结构。

[0076] 即,电极片1011、光检测器1012和超声探头1013,这三种元件呈阵列分布。

[0077] 当然,在实现时,本申请实施例中的电光超声阵列片也可以采用其他方式排布电极片、光检测器、以及超声探头,只要达到这三种元件在空间上的均已分布即可。

[0078] 另外,在本申请实施例中,对电极片、光检测器、以及超声探头的数量,以及数量比例没有绝对的限制,只要其能够实现各自的功能即可。

[0079] 为了使本领域技术人员更清楚地理解本申请实施例中提出的可植入式的电光超声阵列片的结构,下面结合图2对该可植入式的电光超声阵列片进行解释说明。

[0080] 在图2中,电极片、光检测器和超声探头呈阵列分布,其中,光检测器彼此按照间隔5mm的距离进行排列,超声探头也按照间隔5mm的距离进行排列。

[0081] 更具体的,所述超声探头可以采用微型超声探头,其大小为 $0.5*0.5*0.5\text{mm}$,可调节频率范围为8至60MHz。

[0082] 当然,在实际应用中,可以根据实际脑组织的体积来确定超声探头的工作频率范围。

[0083] 当然,图2仅为一种示例,在具体实现时,可植入式的电光超声阵列中,光检测器、超声探头的排列间隔距离可以相同,也可以不同;当然,本申请对光检测器、超声探头的排列间隔距离的大小具体不作限制。

[0084] 图2仅示出了电光超声阵列片的基本结构,在实现时,该电光超声阵列片包含的电极片、光检测器和超声探头的个数,以及阵列片的具体大小,都可以根据实际需求而定。

[0085] 进一步地,本申请实施例针对光检测器还提供了对应的结构,所述光检测器包括:

[0086] 贴片式发光二极管和贴片式光电二极管;

[0087] 其中,所述贴片式发光二极管,用于发射照明光;

[0088] 所述贴片式光电二极管,用于接收所述脑组织发射的光信号并将所述光信号转换成电信号。

[0089] 另外,考虑到定位设备可能对待处理的信号有一定的要求,因此,为了更好地适配定位设备,在上述系统的基础上,还可以增加如下元件:

[0090] 信号处理器,用于与所述电光超声阵列片连接,对所述电光超声阵列片探测到的信号进行放大、滤波以及模数转换处理。

[0091] 进一步地,考虑到电光超声阵列片探测到的电信号、光信号、超声信号这三种信号的性质不同,其放大倍数、滤波范围可能不太相同,因此,为了快速地、适应性地对这三种信号进行信号处理。

[0092] 考虑到可植入式的电光超声阵列片探测到的信号可能会非常微弱,电信号、光信号、超声信号这三种信号的量程范围都不相同,频率特性也不相同,因此,为了更好地适配定位设备来处理这三种信号,本申请实施例还提供了另一种实现方式,具体的,所述信号处理器包括:

[0093] 电信号处理器、光信号处理器和超声信号处理器;

[0094] 所述电信号处理器,用于对所述电极片探测的信号进行放大、滤波、及模数转换处理;

[0095] 所述光信号处理器,用于对所述光检测器探测的信号进行放大、滤波及模数转换处理;

[0096] 所述超声信号处理器,用于对所述超声探头探测的信号进行放大、滤波及模数转换处理。

[0097] 在实现时,也可以将所述光信号处理器、所述电信号处理器以及所述超声信号处理器集成在一个处理器设备的硬件结构中。

[0098] 如图3所示的本申请提供的一种脑部病变区域的定位系统实施例2的结构图,图3中的信号处理器103包括光信号处理器1031、所述电信号处理器1032以及所述超声信号处理器1033,这三个处理器集成在信号处理器102中。当然,在实际应用中,这三个处理器也可以独立存在。

[0099] 这三个处理器能够独立、并行工作,以实现信号的同步处理,从而使得定位设备能够同时接收到这三组数据,对这三组数据进行相应的处理,以间接提高定位效率。

[0100] 另外,为了使得可植入式的电光超声阵列片正常功能,在上述系统的基础上还可以增加:电极片驱动接收电路、光探测器收发电路、超声发射接收电路,这三种硬件电路辅助电光超声阵列片进行工作。

[0101] 其中,电极片驱动接收电路,与所述电极片连接,用于驱动所述电极片工作,并将所述电极片探测的信号传输至所述定位设备;

[0102] 其中,光探测器收发电路,与所述光探测器连接,用于驱动所述光探测器工作,并将所述光探测器探测的信号传输至所述定位设备;

[0103] 其中,超声发射接收电路,与所述超声探头连接,用于驱动所述超声探头工,并将所述超声探头探测的信号传输至所述定位设备。

[0104] 在图1和图3所示的系统中,定位设备可以是任何一种能够进行数据运算处理的设备,如计算机、笔记本等设备。该定位设备可以包含显示部件,利用显示部件来显示定位结果,当然,该定位设备也可以不包含显示部件,仅将最终的定位结果输出即可。

[0105] 另外,本申请发明人在上述系统的技术思路下,又进一步针对癫痫病的病变区的定位问题进行研究。

[0106] 癫痫(epilepsy)即俗称的“羊角风”或“羊癫风”,是大脑神经元突发性异常放电,导致短暂的大脑功能障碍的一种慢性疾病。据医学上目前统计的资料显示,实际上已有4000多万人患有癫痫病,我国约有1000多万癫痫病患者,这1000多万癫痫病患者中,有600多万患者是活动性癫痫患者,每年仍会发作,同时,每年新增加癫痫患者约40万。在中国癫痫病已经成为神经科仅次于头痛的第二大常见病。

[0107] 目前,癫痫病治疗的首选方式是药物控制,但是约30%的癫痫患者对抑癫药物耐受,只能选择手术治疗。癫痫手术治疗的原理是切除致痫灶(即产生或传播癫痫的功能障碍区域),以缓解或消除癫痫的发作。因此,如何定位致痫灶是治疗癫痫病的技术研究热点。目前,新皮层癫痫手术定位的通行方法是皮层电描记法(Electrocorticography,EcoG),具体是应用硬膜下植入式电机阵列来记录癫痫发放期间的皮层电位,里记录的皮层电位确定致痫灶。

[0108] 但由于大脑是导体,一个区域的神经电活动可以在很多地方记录得到(容积导体现象),因此,ECoG依赖电机阵列进行定位,并不能够准确地定位出神经活动的空间位置。而人的大脑是高度折叠的,由脑沟和脑回组成的器官,ECoG只能定位出致痫灶的二维位置,无法准确定位出致痫灶的三维空间位置,而临床试验表明致痫灶的二维位置,无法准确反映致痫灶在脑部的准确区域范围,若以此二维位置为基础来治疗,则直接影响手术的成功率。因此,致痫灶的精确三维定位是国际上治疗癫痫病医学研究急需解决的技术难题。基于此,本申请发明人对癫痫病的发作特性进行分析总计,得出以下结论:

[0109] 癫痫病发作有时是数天,有时是数星期一次,每患者的情况都不一样,基本没有规律可循,其发作是不可预测的,因此,需要长时程连续监测癫痫病患者以记录癫痫发病情况。但目前的监测方法,例如功能性磁共振成像(Functional magnetic resonance imaging,FMRI),单光子发射计算机断层成像术(Single-Photon Emission Computed Tomography,SPECT)和正电子发射断层成像术(Positron Emission Tomography,PET),这些脑功能成像技术的连续采样时间只有几分钟或几个小时,常常在其工作期间,很难捕捉到癫痫发作的数据,无法记录癫痫期影像数据,从而不能准确定位致痫灶的位置。此外,由于癫痫发作经常伴随不可控制的躯体运动,这些成像方法对躯体运动噪声敏感,在癫痫发作时,也不能够很准确地记录癫痫发作的数据。

[0110] 为了更精准地定位致痫灶,给癫痫病的治疗提供更精准的数据,本申请发明人根

据癫痫病的上述特征,还提供一种致痫灶的三维定位系统。接下来对该系统进行解释说明。

[0111] 参见图4,图4是本申请提供的一种致痫灶的三维定位系统的结构图,如图4所示,该系统400包括:

[0112] 可植入式的电光超声阵列片401、电光超声信号外围电路402和定位设备403;

[0113] 所述电光超声阵列片401,包括:电极片4011、光检测器4012和超声探头4013;

[0114] 所述电极片4011,用于探测脑组织中的神经电信号;

[0115] 所述光检测器4012,用于探测脑组织中表层脑血流的光信号;

[0116] 所述超声探头4013,用于探测脑组织中深度脑血流的超声波信号;

[0117] 所述电光超声信号外围电路402,与所述电光超声阵列片连接,用于驱动所述电光超声阵列片进行工作,并将所述电光超声阵列片探测到的信号传输至所述定位设备;

[0118] 所述定位设备403,用于所述电极片探测的信号确定癫痫发放的时程,根据所述癫痫发放时程对所述光探测器探测的信号和所述超声探头探测的信号进行耦合,以确定致痫灶的三维空间位置。

[0119] 在实现时,所述光检测器可以包括:

[0120] 贴片式发光二极管和贴片式光电二极管;

[0121] 其中,所述贴片式发光二极管,用于发射照明光;

[0122] 所述贴片式光电二极管,用于接收所述脑组织发射的光信号并将所述光信号转换成电信号。

[0123] 在实现时,所述电光超声阵列片中所述光检测器按照间隔5mm的距离进行排列,所述超声探头按照间隔5mm的距离进行排列。

[0124] 其中,可植入式电光超声阵列片401的具体结构可以参见图2以及对应的描述,此处不再赘述。

[0125] 本申请实施例提供的致痫灶的三维定位系统,利用植入式电光超声阵列片可以同时采集神经电信号(也被称为脑电信号)和血流动力学信号(脑表层血流信号和脑深部血流信号),可以长时程连续记录,并且植入部分贴附于脑皮层表面,与皮层之间没有相对位移,对患者的躯体运动噪声不敏感,能对癫痫患者癫痫发作期间进行实时的监测,通过对监测到的信号进行处理,以确定出脑回及脑沟致痫灶的发生及传播。

[0126] 由于,本申请实施例提供的致痫灶的三维定位系统,利用电光超声阵列片能够探测脑血流变化情况,而脑血流信号是一个低频信号,其时间精度大约20ms,因此,该系统可达到的时间精度高(20ms)、空间分辨率好(5mm)、多模态成像的技术效果。

[0127] 基于上述致痫灶的三维定位系统,本申请实施例还提供了对应的定位方法,下面对该定位方法进行解释说明。

[0128] 参见图5,图5是本申请提供的一种致痫灶的三维定位方法的流程图,如图5所示,该方法包括步骤501和步骤502:

[0129] 步骤501:监测患者在癫痫状态下的神经电信号和脑血流信号;所述脑血流信号包括:表层脑血流信号和深度脑血流信号。

[0130] 在实现时,可以通过植入式电光超声阵列片监测患者在癫痫状态下脑电信号和脑血流信号;

[0131] 通过可植入式电光超声阵列片监测患者在癫痫状态下神经电信号和脑血流信号;

[0132] 其中,所述电光超声阵列片,包括:电极片、光检测器和超声探头;

[0133] 所述电极片,用于探测脑组织中的神经电信号;

[0134] 所述光检测器,用于探测脑组织中表层脑血流的光信号;

[0135] 所述超声探头,用于探测脑组织中深度脑血流的超声波信号。

[0136] 步骤502:根据监测到的神经电信号确定癫痫发放的时程,基于癫痫发放的时程对所述脑血流光信号和脑血流超声信号进行耦合,确定致痫灶的三维位置。

[0137] 下面结合图6示出的应用场景示例图,对本实施例方法的具体过程进行解释说明。

[0138] 在实现时,本实施例中的患者可以是人或者其他动物,为了准确定位出致痫灶的在脑部的空间位置,需要按照图6所示的方式,将电光超声阵列片先植入患者颅内,然后由该电光超声阵列片实时监测患者的神经电活动和脑血流活动,通过电光超声外围电路将探测到的信号发送给定位设备(图6中示出的计算机设备),该计算机设备根据接收到的信号,按照预设的算法处理,就能够定位出致痫灶的三维位置,还可以将该三维位置显示出来。当然,这里需要说明的是,在实际应用中,定位设备也可以仅确定出致痫灶的三维位置,而并不显示该三维位置。

[0139] 与现有技术的EcoG相比,本申请提供的上述致痫灶的三维定位方法,将电、光、超声功能成像于一体,提出了可植入的电光超声阵列片,主要利用电极片记录的信号确定癫痫发作的精确时程,利用光检测器记录的信号和超声探头记录的信号确定出致痫灶的三维位置。大量实验分析发现,这种方法可以达到100微米的空间分辨率和10毫秒级的时间分辨率,拥有很好的空间覆盖范围。因此,该方法对致痫灶的三维定位有非常好的效果。

[0140] 所述领域的技术人员可以清楚地了解到,为了描述的方便和简洁,上述描述的系统、装置和单元的具体工作过程,可以参考前述方法实施例中的对应过程,在此不再赘述。

[0141] 在本申请所提供的几个实施例中,应该理解到,所揭露的系统和方法,可以通过其它的方式实现。例如,以上所描述到的系统实施例仅仅是示意性的,例如,组件的划分,仅仅为一种逻辑功能划分,实际实现时可以有另外的划分方式,例如多个组件可以结合或可以集成到另一个系统,或一些特征可以忽略,或不执行。另一点,所显示或讨论的相互之间的耦合或直接耦合或通信连接可以是通过一些接口,装置或单元的间接耦合或通信连接,可以是电性、机械或其它的形式。

[0142] 所述作为分离部件说明的单元可以是或者也可以是物理上分开的,作为单元显示的部件可以是或者也可以不是物理单元,即可以位于一个地方,或者也可以分布到多个网络单元上。可以根据实际的需要选择其中的部分或者全部单元来实现本实施例方案的目的。

[0143] 另外,在本申请各个实施例中的各功能单元可以集成在一个处理单元中,也可以是各个单元单独物理存在,也可以两个或两个以上单元集成在一个单元中。上述集成的单元既可以采用硬件的形式实现,也可以采用软件功能单元的形式实现。

[0144] 需要说明的是,本领域普通技术人员可以理解实现上述实施例方法中的全部或部分流程,是可以通过计算机程序来指令相关的硬件来完成,所述的程序可存储于一计算机可读取存储介质中,该程序在执行时,可包括如上述各方法的实施例的流程。其中,所述的存储介质可为磁碟、光盘、只读存储记忆体(Read-Only Memory,ROM)或随机存储记忆体(Random Access Memory,RAM)等。

[0145] 以上对本申请所提供的一种脑部病变区域的定位系统、一种致痫灶的三维定位系统以及方法进行了详细介绍,本文中应用了具体实施例对本申请的原理及实施方式进行了阐述,以上实施例的说明只是用于帮助理解本申请的方法及其核心思想;同时,对于本领域的一般技术人员,依据本申请的思想,在具体实施方式及应用范围上均会有改变之处,综上所述,本说明书内容不应理解为对本申请的限制。

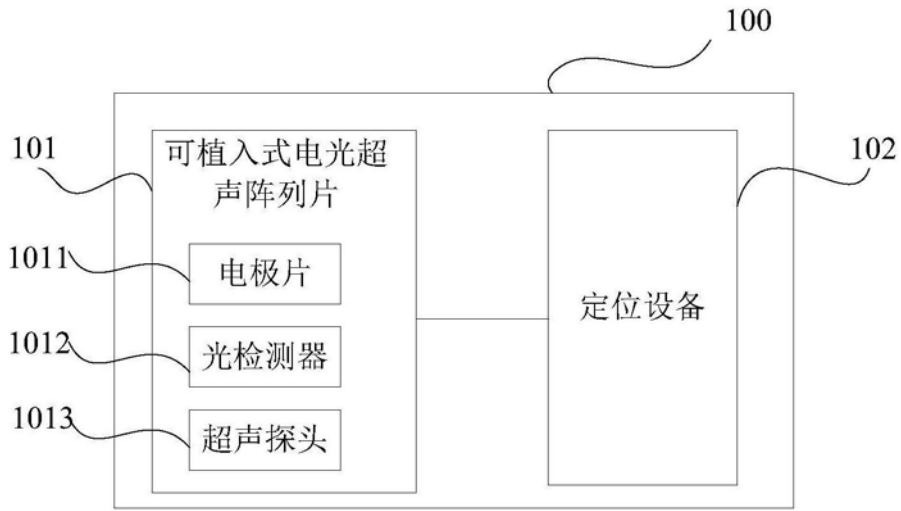


图1

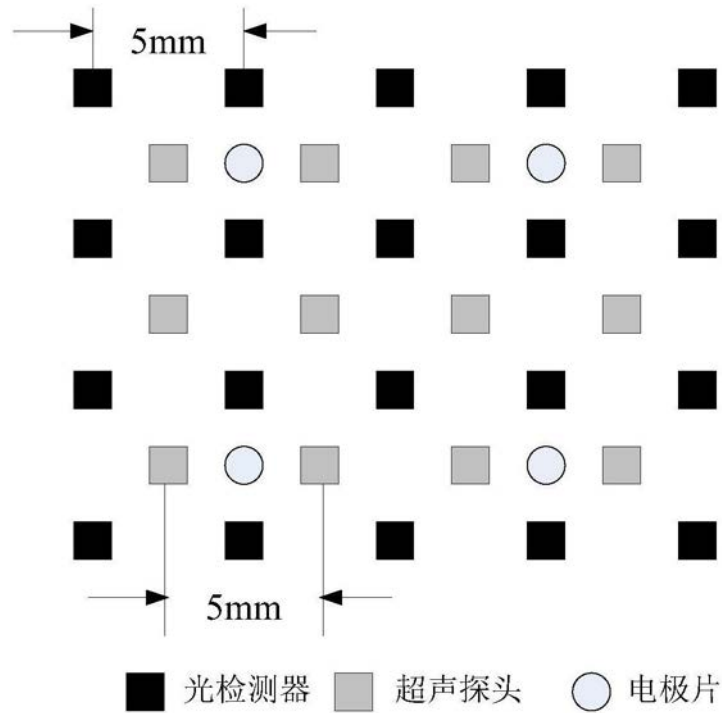


图2

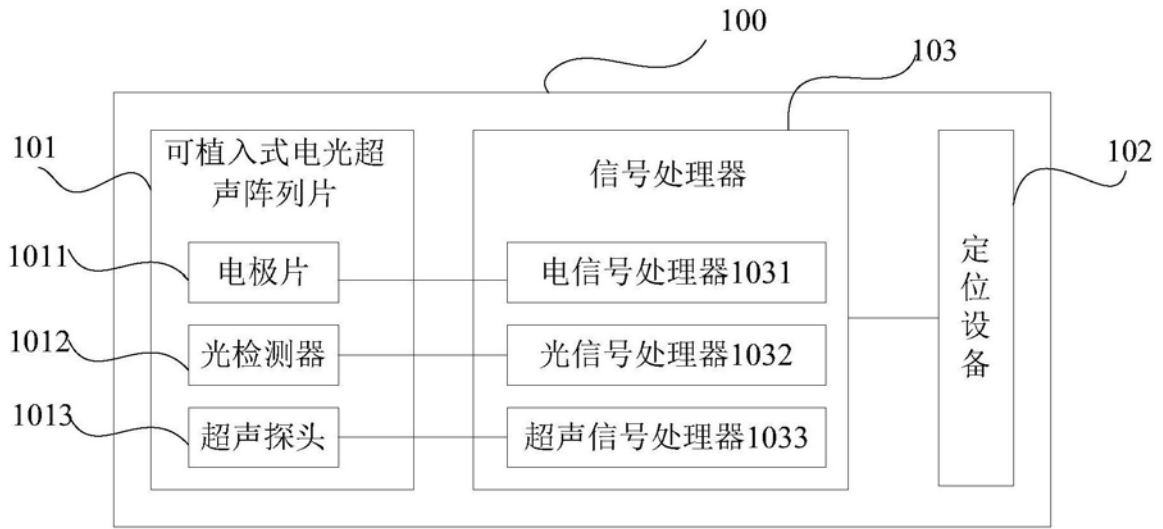


图3

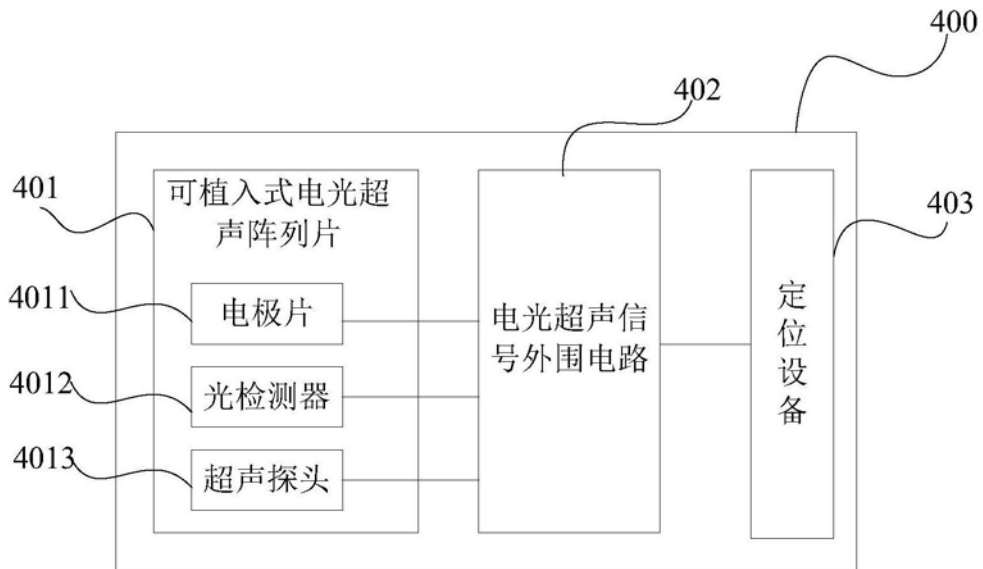


图4

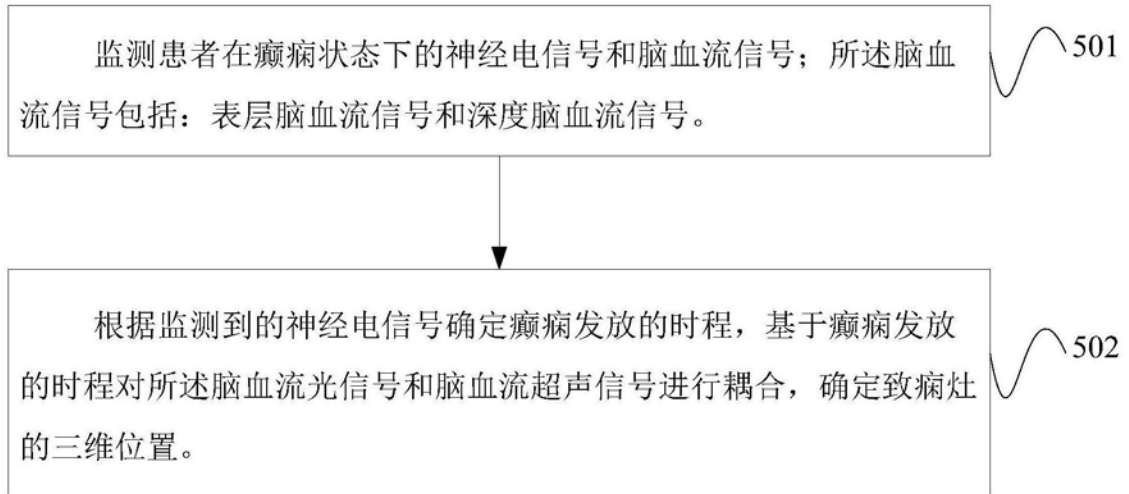


图5

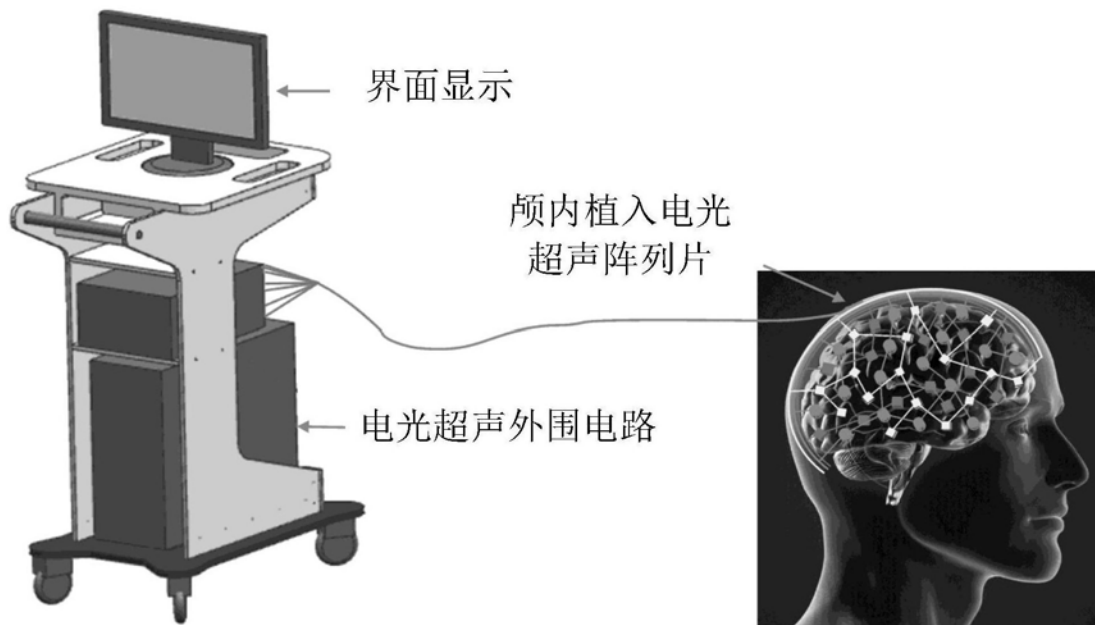


图6

专利名称(译)	一种脑部病变区域的定位系统		
公开(公告)号	CN106037802B	公开(公告)日	2019-02-15
申请号	CN201610479472.9	申请日	2016-06-27
[标]申请(专利权)人(译)	吉林大学 中国科学院苏州生物医学工程技术研究所 马洪涛		
申请(专利权)人(译)	吉林大学 中国科学院苏州生物医学工程技术研究所 马洪涛		
当前申请(专利权)人(译)	吉林大学 中国科学院苏州生物医学工程技术研究所 马洪涛		
[标]发明人	李丹 邵维维 马洪涛 崔峭峒 韩志乐		
发明人	李丹 邵维维 马洪涛 崔峭峒 韩志乐		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/06 A61B5/0476 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0084 A61B5/0476 A61B5/4082 A61B5/4094 A61B5/6847 A61B5/7203 A61B5/7221 A61B8/06 A61B8/0808 A61B8/085 A61B8/4444		
其他公开文献	CN106037802A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本申请提供了一种脑部病变区域的定位系统，所述系统包括：可植入式的电光超声阵列片和定位设备；所述电光超声阵列片，包括：电极片、光检测器和超声探头；所述定位设备，用于根据所述电光超声阵列片探测到的神经电信号、表层脑血流的光信号和深度脑血流的超声波信号，识别脑组织结构并定位出脑组织中病变区域。基于同样的技术原理，本申请还提供了一种致痫灶的三维定位系统及方法，本申请提供的技术方案，利用电光超声阵列片探测神经电信号和脑血流信号，利用探测到的信号能够实现对脑部病变区域的三维定位，使得定位结果更精准，能够为后续的医疗诊断提供更精准的数据。

